

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-49838

(P2004-49838A)

(43) 公開日 平成16年2月19日(2004. 2. 19)

(51) Int. Cl. <sup>7</sup>	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/16	A 6 1 B 5/16	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/0245	A 6 1 B 5/10 3 1 0 Z	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/11	A 6 1 B 5/02 3 2 1 C	

審査請求 未請求 請求項の数 16 書面 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2002-242656 (P2002-242656)  
 (22) 出願日 平成14年7月22日 (2002. 7. 22)

(71) 出願人 502022922  
 株式会社シービーシステム開発  
 東京都千代田区神田神保町 1 丁目 8 番地  
 漢陽商事ビル303号  
 (72) 発明者 根本 新  
 千葉県柏市豊四季703番地の28  
 Fターム (参考) 4C017 AA02 AA14 AB10 AC03 BC07  
 BC11 BC14 BC16 BD04 FF30  
 4C038 PP05 PQ00 PS07 VA04 VB33  
 VC20

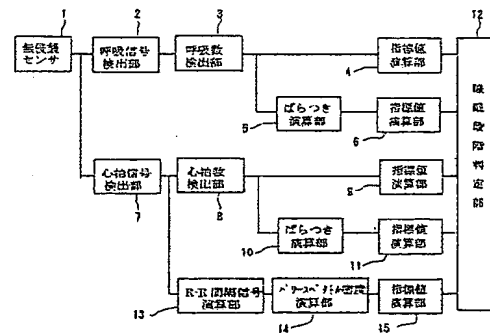
(54) 【発明の名称】 睡眠段階判定方法および睡眠段階判定装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】被験者の日常の健康状態を知るために睡眠の状態やこの質を知ることが有効であるが、個人の健康管理の目的に簡単に利用できる睡眠段階の検出装置は現在のところない。被験者に無侵襲で、取り扱いが容易な睡眠段階の判定方法、装置を提供する。

【解決手段】睡眠中の被験者の睡眠段階を判定する方法及び睡眠段階判定装置であって、寝台に配置した生体信号を検出する無侵襲センサと、無侵襲センサの出力から心拍信号および呼吸信号を検出する検出手段と、呼吸数又は心拍数の変動の標準偏差から睡眠段階を判定する指標値を求める第1の指標値演算手段と、心拍数又は呼吸数の変動から睡眠段階を判定する指標値を求める第2の指標値演算手段と、心拍信号から検出したR-R間隔信号にフーリエ変換を施して得たパワースペクトル密度から睡眠段階の指標値を求める第3の指標値演算手段とからなることを特徴とする睡眠段階判定方法と睡眠段階判定装置である。

【選択図】 図2



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

無侵襲センサで検出した生体信号から呼吸信号および心拍信号を検出し、呼吸信号から抽出した呼吸数および心拍信号から抽出した心拍数のうち少なくとも一つを指標値とし、さらに呼吸数の分散度と心拍数の分散度の少なくとも一つを指標値とし、これらの指標値を用いて睡眠段階を判定することを特徴とする睡眠段階判定方法。

## 【請求項 2】

さらに心拍信号の R-R 間隔信号から求めたパワースペクトル密度から求めた値を指標値とすることを特徴とする請求項 1 に記載の睡眠段階判定方法。

## 【請求項 3】

呼吸数の変動の標準偏差から求めた第 1 の指標値と、心拍数の変動から求めた第 2 の指標値と、心拍信号から検出した R-R 間隔信号にフーリエ変換を施して得たパワースペクトル密度から求めた第 3 の指標値とから睡眠段階を判定することを特徴とする請求項 2 に記載の睡眠段階判定方法。

10

## 【請求項 4】

第 1 の指標値は、呼吸数の連続するデータから標準偏差を求め、連続する標準偏差のデータから移動平均処理して求めた値であることを特徴とする請求項 3 に記載の睡眠段階判定方法。

## 【請求項 5】

第 2 の指標値は、心拍数の短期にわたる移動平均値を求めることにより高周波成分を除去し、心拍数の長期にわたる移動平均値を心拍数信号から減算することにより低周波成分を除去した値であることを特徴とする請求項 3 に記載の睡眠段階判定方法。

20

## 【請求項 6】

第 3 の指標値は、心拍信号のパワースペクトル密度の略 0.05 ~ 0.15 Hz の帯域における極大値 (LF) と、略 0.2 ~ 0.4 Hz の帯域における極大値 (HF) との比であることを特徴とする請求項 3 に記載の睡眠段階判定方法。

## 【請求項 7】

第 3 の指標値は、心拍信号のパワースペクトル密度の略 0.05 ~ 0.15 Hz の帯域における極大値 (LF) と、略 0.2 ~ 0.4 Hz の帯域における極大値 (HF) との比の信号から高周波成分と低周波成分を除去した信号の値であることを特徴とする請求項 6 に記載の睡眠段階判定方法。

30

## 【請求項 8】

第 3 の指標値は、心拍信号のパワースペクトル密度の略 0.05 ~ 0.15 Hz の帯域における極大値 (LF) と、略 0.2 ~ 0.4 Hz の帯域における極大値 (HF) との比の信号の短期にわたる移動平均値を求めることにより高周波成分を除去し、さらに前記信号の長期にわたる移動平均値を減算することにより低周波成分を除去することを特徴とする請求項 7 に記載の睡眠段階判定方法。

## 【請求項 9】

測定開始後第 1 の指標値が所定の値以下になった時点を入眠時と判定することを特徴とする請求項 3 に記載の睡眠段階判定方法。

40

## 【請求項 10】

第 2 の指標値と予め設定してある閾値とを比較しその大小により、レム睡眠段階とノンレム睡眠段階を判別することを特徴とする請求項 3 に記載の睡眠段階判定方法。

## 【請求項 11】

第 1 の指標値と予め設定してある閾値との大小、および第 3 の指標値と予め設定してある閾値との大小の組合せで、ノンレム睡眠の眠りの深さを判定することを特徴とする請求項 3 に記載の睡眠段階判定方法。

## 【請求項 12】

睡眠中の被験者の睡眠段階を判定する睡眠段階判定装置であって、寝台に配置した生体信号を検出する無侵襲センサと、前記無侵襲センサの出力から心拍信号および呼吸信号を検

50

出する検出手段と、前記呼吸数の変動の標準偏差から睡眠段階を判定する指標値を求める第1の指標値演算手段と、前記心拍数の変動から睡眠段階を判定する指標値を求める第2の指標値演算手段と、前記心拍信号から検出したR-R間隔信号にフーリエ変換を施して得たパワースペクトル密度から睡眠段階の指標値を求める第3の指標値演算手段とからなることを特徴とする睡眠段階判定装置。

【請求項13】

前記無侵襲センサは、チューブとチューブ内の圧力変化を検出する微差圧センサとからなり、微差圧センサにより検出したチューブ内の圧力変化信号から生体信号を検出することを特徴とする請求項12に記載の睡眠段階判定装置。

【請求項14】

前記第1の指標値は、呼吸数の連続するデータから標準偏差を求め、連続する標準偏差のデータから移動平均処理して求めた値であることを特徴とする請求項12に記載の睡眠段階判定装置。

【請求項15】

第2の指標値は、心拍数の短期にわたる移動平均値を求めることにより高周波成分を除去し、心拍数の長期にわたる移動平均値を心拍数信号から減算することにより低周波成分を除去することを特徴とする請求項12に記載の睡眠段階判定装置。

【請求項16】

第3の指標値は、心拍信号のパワースペクトル密度の略0.05~0.15Hzの帯域における極大値(LF)と、略0.2~0.4Hzの帯域における極大値(HF)との比の信号の短期にわたる移動平均値を求めることにより高周波成分を除去し、さらに前記信号の長期にわたる移動平均値を減算することにより低周波成分を除去することを特徴とする請求項12に記載の睡眠段階判定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、睡眠段階の判定方法に関するものであって、特に夜間、睡眠中の睡眠の深さを被験者の身体に対して無侵襲な検出手段を用いることによって被験者の睡眠段階を判定する方法に関する。

【0002】

【従来の技術】

個人の健康管理の方法としては病院において定期的に検診を受ける等の方法があるが、数ヵ月に1度程度の検診では身体の微妙な変化などの異常を見逃してしまうことが多く、また精神的なストレスなどは検診や問診などで発見することは困難である。

【0003】

個人の健康状態について調べる際に、睡眠をそのバロメーターとすることが多く、睡眠と健康とが密接に関連していることはよく知られているところである。健康と夜間の睡眠の深さおよびその質が翌日の気分や気力と密接に関連しており、一方精神的なストレスや体調が不良である場合には、眠りの深さや睡眠段階の推移パターンに変化が起こり、快適な睡眠が得られない。

【0004】

健康な睡眠では、入眠した後にノンレム睡眠段階とレム睡眠段階とが一定の間隔で繰り返して現われるが、体調を崩しているときや、精神的なストレスがかかっているときには、そのリズムが乱れることが知られている。したがって夜間の睡眠中の睡眠段階とその発生パターンを監視することにより、被験者の精神的なストレスや体調の不良を知ることが可能になる。

【0005】

従来からある睡眠段階を知る方法としては、睡眠ポリソムノグラフ(PSG)を用いる方法が一般的である。PSGを用いる方法では、睡眠中の脳神経系の活動を脳波、表面筋電位、眼球運動等から推定して睡眠に関する多くの情報を得ることができるが、被験者の顔

10

20

30

40

50

や身体に多くの電極を装着して測定を行うために、自然な睡眠を得ることができるまで数日から1週間の日時を要する。したがって被験者に与えられる身体的および肉体的な負担は非常に大きなものであり、さらに、これに要する費用も多額になる。

【 0 0 0 6 】

このために、P S Gは睡眠障害があることが明らかな患者等に使用するのには有効な治療法に成りえても、日常の健康管理に使用することは困難である。

【 0 0 0 7 】

【発明が解決しようとする課題】

被験者の日常の健康状態を知るために睡眠の状態やその質を知ることが有効であることは判っているが、個人の健康管理の目的に簡単に利用できる睡眠段階の検出装置は現在のところないのが現状である。

10

【 0 0 0 8 】

そこで本発明は、被験者の身体に無侵襲で、即ち肉体的および精神的な負担を被験者にかけることなく、取扱が容易であり、さらに価格および維持費用の点で日常的に使用可能である被験者の睡眠段階を判定できる方法および装置を提供することを目的としている。

【 0 0 0 9 】

【課題を解決するための手段】

本発明の睡眠段階判定方法は、無侵襲センサで検出した生体信号から呼吸信号および心拍信号を検出し、呼吸信号から抽出した呼吸数および心拍信号から抽出した心拍数のうち少なくとも一つを指標値とし、さらに呼吸数の分散度と心拍数の分散度の少なくとも一つを指標値とし、これらの指標値を用いて睡眠段階を判定することを特徴とする。

20

【 0 0 1 0 】

第2の発明は、第1の発明の睡眠段階判定方法であって、さらに心拍信号のR-R間隔信号から求めたパワースペクトル密度から求めた値を指標値とすることを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

第3の発明は、第2の発明の睡眠段階判定方法であって、呼吸数の変動の標準偏差から求めた第1の指標値と、心拍数の変動から求めた第2の指標値と、心拍信号から検出したR-R間隔信号にフーリエ変換を施して得たパワースペクトル密度から求めた第3の指標値とから睡眠段階を判定することを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

第4の発明は、第3の発明の睡眠段階判定方法であって、第1の指標値は呼吸数の連続するデータから標準偏差を求め、連続する標準偏差のデータから移動平均処理して求めた値であることを特徴とする。

30

【 0 0 1 3 】

第5の発明は、第3の発明の睡眠段階判定方法であって、第2の指標値は心拍数の短期にわたる移動平均値を求めることにより高周波成分を除去し、心拍数の長期にわたる移動平均値を心拍数信号から減算することにより低周波成分を除去した値であることを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

第6の発明は、第3の発明の睡眠段階判定方法であって、心拍信号のパワースペクトル密度の略0.05～0.15Hzの帯域における極大値(LF)と、略0.2～0.4Hzの帯域における極大値(HF)との比であることを特徴とする。

40

【 0 0 1 5 】

第7の発明は、第6の発明の睡眠段階判定方法であって、心拍信号のパワースペクトル密度の略0.05～0.15Hzの帯域における極大値(LF)と、略0.2～0.4Hzの帯域における極大値(HF)との比の信号から高周波成分と低周波成分を除去した信号の値であることを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

第8の発明は、第6の発明の睡眠段階判定方法であって、心拍信号のパワースペクトル密度の略0.05～0.15Hzの帯域における極大値(LF)と、略0.2～0.4Hz

50

の帯域における極大値 (H F) との比の信号の短期にわたる移動平均値を求めることにより高周波成分を除去し、さらに前記信号の長期にわたる移動平均値を減算することにより低周波成分を除去することを特徴とする。

【 0 0 1 7 】

第 9 の発明は、第 3 の発明の睡眠段階判定方法であって、測定開始後第 1 の指標値が所定の値以下になった時点を入眠時と判定することを特徴とする。

【 0 0 1 8 】

第 1 0 の発明は、第 3 の発明の睡眠段階判定方法であって、第 2 の指標値と予め設定してある閾値とを比較しその大小により、レム睡眠段階とノンレム睡眠段階を判別することを特徴とする。

10

【 0 0 1 9 】

第 1 1 の発明は、第 3 の発明の睡眠段階判定方法であって、第 1 の指標値と予め設定してある閾値との大小、および第 3 の指標値と予め設定してある閾値との大小の組合せで、ノンレム睡眠の眠りの深さを判定することを特徴とする。

【 0 0 2 0 】

第 1 2 の発明は、睡眠中の被験者の睡眠段階を判定する睡眠段階判定装置であって、寝台に配置した生体信号を検出する無侵襲センサと、前記無侵襲センサの出力から心拍信号および呼吸信号を検出する検出手段と、前記呼吸数の変動の標準偏差から睡眠段階を判定する指標値を求める第 1 の指標値演算手段と、前記心拍数の変動から睡眠段階を判定する指標値を求める第 2 の指標値演算手段と、前記心拍信号から検出した R - R 間隔信号にフーリエ変換を施して得たパワースペクトル密度から睡眠段階の指標値を求める第 3 の指標値演算手段とからなることを特徴とする。

20

【 0 0 2 1 】

第 1 3 の発明は、第 1 2 の発明の睡眠段階判定装置であって、前記無侵襲センサは、チューブとチューブ内の圧力変化を検出する微差圧センサとからなり、微差圧センサにより検出したチューブ内の圧力変化信号から生体信号を検出することを特徴とする。

【 0 0 2 2 】

第 1 4 の発明は、第 1 2 の発明の睡眠段階判定装置であって、前記第 1 の指標値は、呼吸数の連続するデータから標準偏差を求め、連続する標準偏差のデータから移動平均処理して求めた値であることを特徴とする。

30

【 0 0 2 3 】

第 1 5 の発明は、第 1 2 の発明の睡眠段階判定装置であって、第 2 の指標値は、心拍数の短期にわたる移動平均値を求めることにより高周波成分を除去し、心拍数の長期にわたる移動平均値を心拍数信号から減算することにより低周波成分を除去することを特徴とする

【 0 0 2 4 】

第 1 6 の発明は、第 1 2 の発明の睡眠段階判定装置であって、第 3 の指標値は、心拍信号のパワースペクトル密度の略 0 . 0 5 ~ 0 . 1 5 H z の帯域における極大値 (L F) と、略 0 . 2 ~ 0 . 4 H z の帯域における極大値 (H F) との比の信号の短期にわたる移動平均値を求めることにより高周波成分を除去し、さらに前記信号の長期にわたる移動平均値を減算することにより低周波成分を除去することを特徴とする。

40

【 0 0 2 5 】

【発明の実施の形態】

本発明の実施に形態について図をもって詳細に説明する。

図 1 は本発明の実施の形態にかかる無侵襲で生体信号を検出し、この信号から呼吸数および心拍数を検出し、さらに呼吸数のばらつきおよび心拍数のばらつきを求め、これらのデータを用いて睡眠段階を判定する流れを示すブロック図である。

【 0 0 2 6 】

図 1 に示すように無侵襲センサ 1 で睡眠中の被験者の微細な生体信号を検出し、この生体信号から呼吸信号検出部 2 および心拍信号検出部 7 においてフィルタ等を介して呼吸信号および心拍信号を検出する。

50

## 【 0 0 2 7 】

呼吸信号からは、呼吸数検出部 3 で呼吸数を検出し、この値を用いて指標値演算部 4 において、実験でもって定める閾値と比較する等の手法により指標値を演算する。また、呼吸数のばらつきを求めるばらつき演算部 5 により、分散あるいは標準偏差等のパラメータを演算し、この値を用いて指標値演算部 6 において、実験でもって定める閾値と比較する等の手法により指標値を演算する。

## 【 0 0 2 8 】

心拍信号からは、呼吸信号の処理と同様にして、心拍数検出部 8 で心拍数を検出し、指標値演算部 4 において、指標値を演算する。また、呼吸数のばらつきを求めるばらつき演算部 10 により、分散あるいは標準偏差等のパラメータを演算し、この値を用いて指標値演算部 11 において指標値を演算する。

10

## 【 0 0 2 9 】

このようにして求めた指標値のうち、呼吸数および心拍数のうち少なくとも一つを指標値とし、さらに呼吸数のばらつきと心拍数のばらつきの少なくとも一つを指標値とし、睡眠段階判定部 12 において、これらの指標値を用いて睡眠段階を判定する。

## 【 0 0 3 0 】

図 2 は、図 1 に示した睡眠段階を判定する流れを示すブロック図において、心拍信号から検出される R-R 間隔信号を求め、さらにそのパワースペクトル密度から求めた指標値を睡眠段階の指標値として併せて使用する例について示している。

## 【 0 0 3 1 】

ここで R-R 間隔信号のパワースペクトル密度と睡眠段階との関係について説明する。

20

## 【 0 0 3 2 】

図 3 は、交感神経が優位な場合のパワースペクトル密度を示し、図 4 は副交感神経が優位な場合のパワースペクトル密度を示している。これから分かるようにパワースペクトル密度は、自律神経系の状態により、異なる様相を示すことが分かる。

## 【 0 0 3 3 】

すなわち、略 0.05 ~ 0.15 Hz の帯域 (LF と呼ぶ) と、略 0.2 ~ 0.4 Hz の帯域 (HF と呼ぶ) に顕著な極大値が現れる。LF が大きな値で HF が小さな値の場合には、交感神経が活発で緊張時であることを示し、LF が小さく HF が大きい場合には、副交感神経が活発であることを示している。

30

## 【 0 0 3 4 】

睡眠中は心拍数が減少するが、これは緊張時に活発となる交感神経活動が低下し、弛緩時に活発となる副交感神経活動が増加することによるものである。即ち睡眠の状態により HF および LF の値は異なっている。

## 【 0 0 3 5 】

即ち心拍信号の R-R 間隔信号を求め、さらにそのパワースペクトル密度から求めた HF および LF の値は、睡眠段階の判定用の指標値として使用することができる。

## 【 0 0 3 6 】

図 5 は本発明の一つの実施形態の睡眠段階を判定する流れを示すブロック図であり、この例では、心拍数、呼吸数のばらつきおよび心拍のパワースペクトル密度から求めた指標値を用いて睡眠段階を実施する実施例を示している。なお、図 5 (b) は図 5 (a) の矢印方向から見た一部断面図である。

40

## 【 0 0 3 7 】

圧力検出手段 1 は微差圧センサ 1a と圧力検出チューブ 1b とから成り、寝台 16 上に配置される。図 5 に示すようにチューブ 1b を数回折り返すことによって圧力検出することが可能な寝具上の範囲を広くとるようにしている。

## 【 0 0 3 8 】

図 5 に示すように圧力検出チューブ 1b は寝台 16 上に敷かれた硬質シート 17 の上に配置され、その上に弾性を有するクッションシート 18 が敷かれており、圧力検出チューブ 1b の上には図では示さないが被験者が横臥するためのふとん等の寝具が敷かれる。なお

50

、圧力検出チューブ1bは、クッションシート18などに組み込んだ構成にすることにより、圧力検出チューブ1bの位置を安定させる構造としてもよい。

【0039】

微差圧センサ1aは、微小な圧力の変動を検出するセンサであり、本実施例では、低周波用のコンデンサマイクロホンタイプを使用するが、これに限るものではなく、適切な分解能とダイナミックレンジを有するものであればよい。

【0040】

本実施例で使用した低周波用のコンデンサマイクロフォンは、一般の音響用マイクロフォンが低周波領域に対して配慮されていないのに引き替え、受圧面の後方にチャンバーを設けることによって低周波領域の特性を大幅に向上させたものであり、圧力検出チューブ1b内の微小圧力変動を検出するのに好適なものである。また、微小な差圧を計測するのに優れており、0.2Paの分解能と約50Paのダイナミックレンジを有し、通常使用されるセラミックを利用した微差圧センサと比較して数倍の性能を持つものであり、生体信号が体表面に通して圧力検出チューブ12に加えた微小な圧力を検出するのに好適なものである。また周波数特性は0.1Hz～10Hzの間でほぼ平坦な出力値を示し、心拍および呼吸数等の微少な生体信号を検出するのに適している。

10

【0041】

圧力検出チューブ1bは、生体信号の圧力変動範囲に対応して内部の圧力が変動するように適度の弾力を有するものを使用する。また圧力変化を適切な応答速度で微差圧センサ1aに伝達するためにチューブの中空部の容積を適切に選ぶ必要がある。圧力検出チューブ1bが適度な弾性と中空部容積を同時に満足できない場合には、圧力検出チューブ1bの中空部に適切な太さの芯線をチューブ長さ全体にわたって装填し、中空部の容積を適切にとることができる。

20

【0042】

本実施例において睡眠段階を判定に用いる指標値は、圧力検出手段1によって検出した信号から呼吸信号および心拍信号を検出し、図5のブロック図に示すようにして求めた睡眠判定用の第1から第3までの指標値を用いている。

【0043】

第1の指標値は、圧力検出手段1によって検出した信号から呼吸信号検出部2において呼吸信号を抽出し、さらに標準偏差信号演算部5において呼吸数の一定数のサンプリング値における標準偏差を時々刻々演算することにより呼吸数の標準偏差信号を生成し、この信号をもとに第1指標値演算部6において演算して求める。

30

【0044】

第2の指標値は、圧力検出手段1によって検出した信号から心拍数検出部8において心拍信号を検出し、次いで心拍信号から検出した心拍数信号により第2指標値演算部7において演算して求める。

【0045】

第3の指標値は、心拍数検出部8で検出した心拍信号からR-R間隔信号検出部13においてR-R間隔信号を検出し、さらにパワースペクトル密度演算手段14でR-R間隔信号のパワースペクトル密度を演算し、この信号のパワースペクトル密度から第3の指標値演算部15で演算して求める。

40

【0046】

上述のR-R間隔信号は、心拍信号の強さがピークとなる付近の波形(R波)の間隔を変数とする信号であり、心拍変動解析によく使用される。心拍信号検出部7によって取り出された心拍信号からR-R間隔信号検出部13において検出されたR-R間隔信号はパワースペクトル密度演算手段14に送られる。

【0047】

パワースペクトル密度演算手段14では、R-R間隔信号検出手段13から送られてくる連続した一定個数のデータについてフーリエ変換を施し、パワースペクトル密度を導き出す。次いで第3の指標値演算部15で第3の指標値を求める。

50

## 【 0 0 4 8 】

図 6 は、第 1 の指標値演算部 4 において第 1 の指標値を求める手順を示すフロー図である。まず、呼吸数の標準偏差演算部 6 で求められた標準偏差を時系列で 500 点のサンプリングをして移動平均を求める。次いで、所定の閾値より大なるものを「1」、小なるものを「0」として 2 値化することによって第 1 の指標値とする。

## 【 0 0 4 9 】

図 7 は、第 2 の指標値演算部 9 において第 2 の指標値を求める手順を示すフロー図である。心拍数信号を時系列で 500 点のサンプリングをして移動平均を求める。これにより高周波成分が除去される。また同じ心拍数信号を時系列で 6000 点のサンプリングをして移動平均を求めておき、500 点移動平均との差を取る。これで低周波のうねり成分を除去することができる。この結果を、所定の閾値より大なるものを「1」、小なるものを「0」として 2 値化することによって第 2 の指標値とする。

10

## 【 0 0 5 0 】

図 8 は、第 3 の指標値演算部 15 において第 2 の指標値を求める手順を示すフロー図である。パワースペクトル密度演算部 14 の出力信号から心拍信号のパワースペクトル密度の略 0.05 ~ 0.15 Hz の帯域における極大値 (LF) と、略 0.2 ~ 0.4 Hz の帯域における極大値 (HF) を検出し、次いでその 2 つの極大値の比の対数値 (NLOG 値) を求める。

## 【 0 0 5 1 】

上述の NLOG 値を時系列で 1000 点のサンプリングをして移動平均を求める。これにより高周波成分が除去される。また同じ NLOG 値を時系列で 6000 点のサンプリングをして移動平均を求めておき、1000 点移動平均との差を取る。これで低周波のうねり成分を除去することができる。この結果を、所定の閾値より大なるものを「1」、小なるものを「0」として 2 値化することによって第 3 の指標値とする。

20

## 【 0 0 5 2 】

図 9 (a) は、PSG でもって測定した結果にもとづいて出した睡眠段階を記録したグラフであり、図 9 (b) は、同じ被験者について同時に測定した図 6 で示す呼吸数の標準偏差信号の移動平均処理した信号 (SDNB-move 信号) を記録したグラフである。第 1 の指標値はこの SDNB-move 信号に 2 値化処理を施すことによって得られる。

## 【 0 0 5 3 】

図 10 は、PSG でもって測定した結果にもとづいて出した睡眠段階と、同じ被験者について同時に測定した図 7 に示す心拍信号の 2 種類の移動平均の差を取った信号 (NHN-diff 信号) とを並べて記録したものグラフである。第 2 の指標値は、この NHN-diff 信号を 2 値化することによって得られる。

30

## 【 0 0 5 4 】

図 11 は、PSG でもって測定した結果にもとづいて出した睡眠段階と、同じ被験者について同時に測定した図 8 に示す NLOG 値の 2 種類の移動平均の差を取った信号 (NLOG-diff 信号) とを並べて記録したものグラフである。第 3 の指標値は、この NLOG-diff 信号を 2 値化することによって得られる。

## 【 0 0 5 5 】

上記の各グラフから PSG でもって測定した結果にもとづいて出した睡眠段階と、上記の各信号の推移状態とを比較し、さらに相関を分析することにより、次に示すような各信号を 2 値化する閾値の値と、その結果得られた 2 値化された指標値から睡眠段階の判定基準を得た。

40

## 【 0 0 5 6 】

睡眠段階の判定は、第 1 から第 3 までの指標値を用いて次のルールで判定する。

- 1) 入眠時の判定は、測定開始後第 1 指標値が「0」になった時点とする。
- 2) 第 2 の指標値が「1」の場合は「レム睡眠」と判定し、「0」の場合は「ノンレム睡眠」と判定する。
- 3) ノンレム睡眠で浅い睡眠段階 (ノンレム睡眠段階の第 1 および第 2 段階) と深い睡眠

50



段階（ノンレム睡眠段階の第3および第4段階）の判別は、次に示す表に基づいて判定する。

【0057】

【表1】

睡眠段階判定ロジック

第2指標値	第1指標値	第3指標値	判定
1	1	1	レム睡眠
1	1	0	
1	0	1	
1	0	0	
0	1	1	ノンレム睡眠
0	1	0	浅い（第1、第2）
0	0	1	ノンレム睡眠
0	0	0	深い（第3、第4）

10

20

【0058】

上記のルールに則り判定を行う手順は、まず、第1の指標値が「0」になったことを確認して入眠したことを知った後に、第2の指標値の値からレム睡眠段階であるかノンレム睡眠であるかの判定を行う。ついで、第2の指標値が「0」即ちノンレム睡眠と判定された場合、第1の指標値と第3の指標値との値の組合せにより、上記の表から睡眠段階の深浅を判定する。

【0059】

本実施例によって実際に睡眠段階を判定した結果についてPSGを用いて出した睡眠段階と合わせて図12に示す。この結果によれば、覚醒、レム睡眠、ノンレム睡眠の判定とPSGによる睡眠段階と比較して一致率は77～87%であった。

30

【0060】

本実施例では、信号の高周波成分および低周波成分を除くのに、移動平均処理することによったが、これに限るものではなく、フィルタなどの手段を用いて処理してもよい。

【0061】

また、判定を容易に行うために、指標値を2値化しているが、閾値との大小の比較で判定を行ってもよい。

【0062】

また、本実施例では被験者の生体信号を無侵襲で検出する手段としてチューブと圧力センサを組合せて圧力変動を検出する方法と採ったがこれに限るものではなく、電極等による生体信号を検出できる検出手段であればよい。

40

【0063】

【発明の効果】

被験者の日常の健康状態を知るために睡眠の状態やその質を知ることが有効であることは判っているが、個人の健康管理の目的に簡単に利用できる睡眠段階の判定方法および判定装置は現在のところないのが現状である。

【0064】

本発明の睡眠段階判定方法および判定装置は、無侵襲な検出手段を用いて心拍信号および呼吸信号を検出し、この心拍信号および呼吸信号の出力を演算処理することにより被験者の睡眠段階を判定するものであり、被験者に測定用の電極などを装着する必要がないので

50

、被験者に身体的および精神的な負担をかけることなく日常的に使用することが可能となる。

#### 【 0 0 6 5 】

また、呼吸数信号および心拍信号は睡眠の状態と密接に関連しており、さらに心拍信号から検出した R-R 間隔信号から求めたパワースペクトル密度は、自律神経の状態を示す良好な指標であるために、睡眠時の睡眠段階の指標にもなると考えられる。したがって、睡眠時の呼吸信号、心拍信号および自律神経の活動から睡眠段階を判定する本発明の睡眠段階判定方法は、高い信頼性を備えている。

#### 【 0 0 6 6 】

また、本装置の構成にかかる費用および維持に要する費用は低廉であり、日常的に使用するのに好適な睡眠段階判定装置を提供することができる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の実施の形態にかかる無侵襲で生体信号を検出し、この検出信号を用いて睡眠段階を判定する流れを示すブロック図である。

【図 2】図 1 のブロック図にパワースペクトル密度から求めた指標値を加えた実施の形態を示すブロック図である。

【図 3】交感神経が優位な場合のパワースペクトル密度を示す説明図である。

【図 4】副交感神経が優位な場合のパワースペクトル密度を示す説明図である。

【図 5】指標値に呼吸数のばらつき、心拍数およびパワースペクトル密度から求めた指標値をもって睡眠段階を判定する実施の形態を示すブロック図である。

【図 6】第 1 指標値演算部において第 1 の指標値を求める手順を示すフロー図である。

【図 7】第 2 指標値演算部において第 2 の指標値を求める手順を示すフロー図である。

【図 8】第 3 指標値演算部において第 3 の指標値を求める手順を示すフロー図である。

【図 9】第 1 指標値の出力結果を示すグラフである。

【図 10】第 2 指標値の出力結果を示すグラフである。

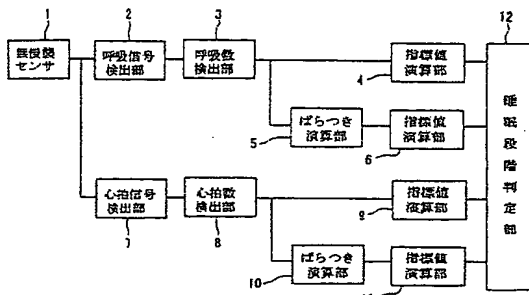
【図 11】第 3 指標値の出力結果を示すグラフである。

【図 12】睡眠段階判定結果を示すグラフである。

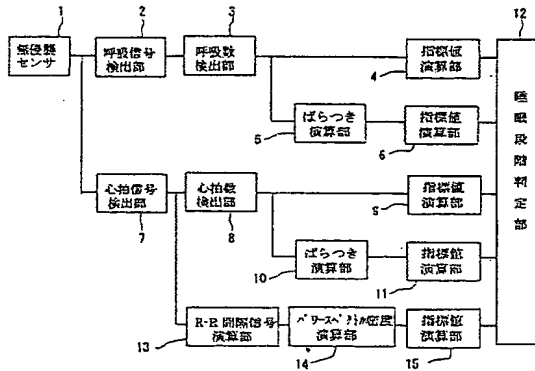
#### 【符号の説明】

- 1 無侵襲センサ（圧力検出手段）
- 1 a 微差圧センサ
- 1 b 圧力検出手段
- 2 呼吸信号検出部
- 3 呼吸数検出部
- 4 指標値演算部
- 5 ばらつき（標準偏差）演算部
- 6 （第 1 の）指標値演算部
- 7 心拍信号検出部
- 8 心拍数検出部
- 9 （第 2 の）指標値演算部
- 10 ばらつき（標準偏差）演算部
- 11 指標値演算部
- 12 睡眠段階判定部
- 13 R-R 間隔信号検出部
- 14 パワースペクトル密度演算部
- 15 （第 3 の）指標値演算部
- 16 寝台
- 17 硬質シート
- 18 クッションシート

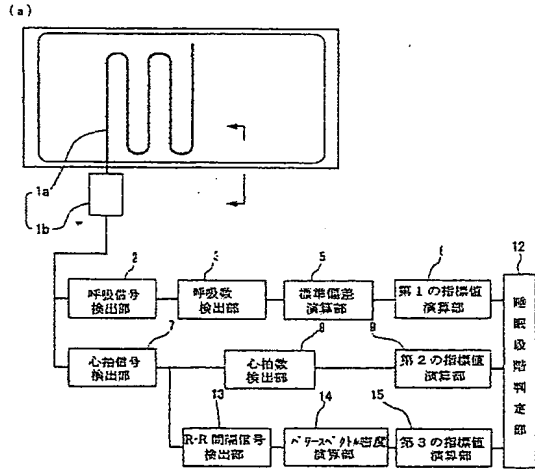
【 図 1 】



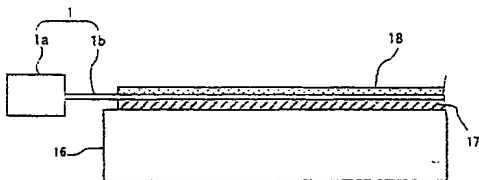
【 図 2 】



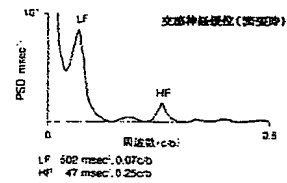
【 図 5 】



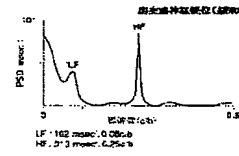
(b)



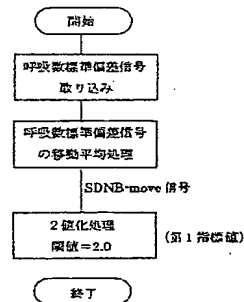
【 図 3 】



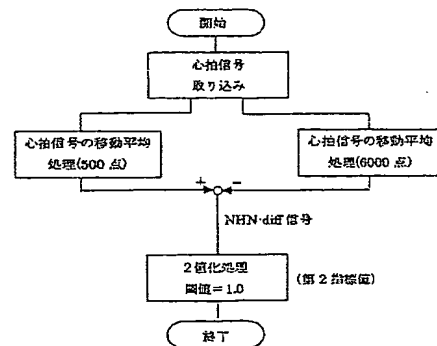
【 図 4 】



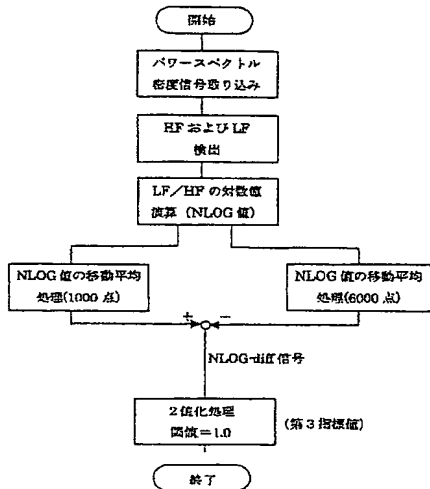
【 図 6 】



【 図 7 】



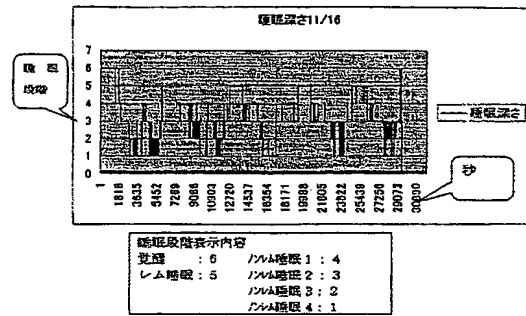
【 図 8 】



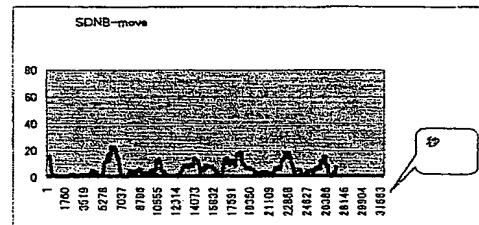
【 図 9 】

(第1の指標値のグラフ)

(a) 睡眠段階記録グラフ



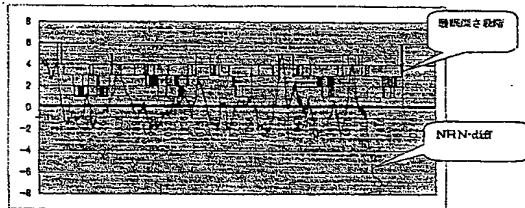
(b) 呼吸数の指標値差 (SDNB) のグラフです。



【 図 10 】

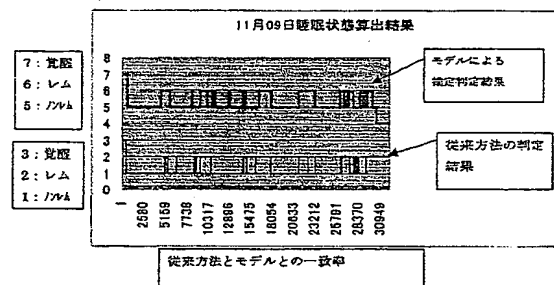
(第2の指標値のグラフ)

睡眠段階と心拍数移動平均低周波成分と高周波成分との差のグラフ (NHN) です。



【 図 12 】

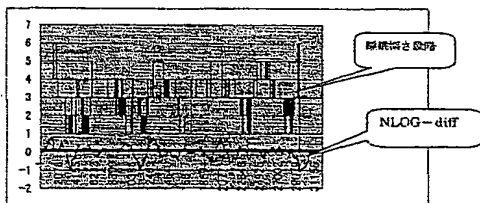
(モデルと従来方法との比較のグラフ)



【 図 11 】

(第2の指標値のグラフ)

睡眠段階とNLOG値の低周波成分と高周波成分との差のグラフです。



# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2004-049838

(43)Date of publication of application : 19.02.2004

(51)Int.Cl.

A61B 5/16  
A61B 5/0245  
A61B 5/11

(21)Application number : 2002-242656 (71)Applicant : CB SYSTEM KAIHATSU:KK

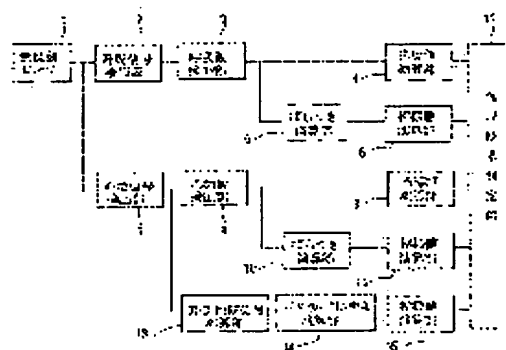
(22)Date of filing : 22.07.2002 (72)Inventor : NEMOTO ARATA

## (54) SLEEP STAGE DISCRIMINATING METHOD AND SLEEP STAGE DISCRIMINATING DEVICE

### (57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide a method and a device for discriminating a sleep stage, which method and device are non-invasive to a subject and easy to be handled, considering the fact that a sleep stage detecting device is not innovated at present which is easily available for the purpose of a personal health care, though it is effectual to know sleeping conditions and a sleeping quality in order to find out daily health status.

**SOLUTION:** The sleep stage discrimination method and the sleep stage discrimination device for the subject in his/her sleeping hours, are composed of a non-invasive sensor disposed on a bed for detecting biological signals, a pair of detecting means for detecting pulse signals and breath signals from output of the non-invasive sensor, a first index value calculation means for determining an index value for discriminating the sleep stage from a standard deviation of fluctuations of a respiratory rate or a heart rate, a second index value calculation means for determining an index value for discriminating sleep stage from fluctuations of the heart rate or the respiratory rate, and a third index value calculation means for determining an index value of the sleep stage from a power spectral density obtained by giving Fourier transformation over the R-R interval signals detected from the heart rate signals.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 21.07.2005

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

**\* NOTICES \***

**JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.**

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

---

**CLAIMS**

---

[Claim(s)]

[Claim 1]

The sleep phase judging approach which detects a respiratory signal and a heartbeat signal from the biomedical signal detected by the non-invasion sensor, makes one an index value at least among the heart rates extracted from the respiration rate and the heartbeat signal which were extracted from the respiratory signal, makes an index value further at least one of degree of dispersion of a respiration rate, and the degree of dispersion of a heart rate, and is characterized by to judge a sleep phase using these index values.

[Claim 2]

The sleep phase judging approach according to claim 1 characterized by making into an index value the value calculated from the power spectrum density for which it furthermore asked from the R-R interval signal of a heartbeat signal.

[Claim 3]

The sleep phase judging approach according to claim 2 characterized by judging a sleep phase from the 3rd index value calculated from the 1st index value calculated from the standard deviation of fluctuation of a respiration rate, the 2nd index value calculated from fluctuation of a heart rate, and the power spectrum density which performed and obtained the Fourier transform to the R-R interval signal detected from the heartbeat signal.

[Claim 4]

The 1st index value is the sleep phase judging approach according to claim 3 characterized by being the value which carried out moving-average processing, and which was calculated from the data of the standard deviation which asks for a standard deviation and continues from the data with which a respiration rate continues.

[Claim 5]

The 2nd index value is the sleep phase judging approach according to claim 3 characterized by being the value which removed the high frequency component and removed the low-frequency component by subtracting the moving average deviation over the long period of time of a heart rate from a heart rate signal by calculating the moving average deviation over the short period of a heart rate.

[Claim 6]

The 3rd index value is the sleep phase judging approach according to claim 3 characterized by being the ratio of the maximal value (LF) in the band of 0.05-0.15Hz of the abbreviation for the power spectrum density of a heartbeat signal, and the maximal value (HF) in the band of 0.2-0.4Hz of abbreviation.

[Claim 7]

The 3rd index value is the sleep phase judging approach according to claim 6 characterized by being the value of the signal which removed the high frequency component and the low-frequency component from the signal of the ratio of the maximal value (LF) in the band of 0.05-0.15Hz of the abbreviation for the power spectrum density of a heartbeat signal, and the maximal value (HF) in the band of 0.2-0.4Hz of abbreviation.

[Claim 8]

The 3rd index value is the sleep phase judging approach according to claim 7 characterized by removing a high frequency component and removing a low-frequency component by subtracting the

moving average deviation over the long period of time of said signal further by calculating the moving average deviation over the short period of the signal of the ratio of the maximal value (LF) in the band of 0.05-0.15Hz of the abbreviation for the power spectrum density of a heartbeat signal, and the maximal value (HF) in the band of 0.2-0.4Hz of abbreviation.

[Claim 9]

The sleep phase judging approach according to claim 3 characterized by judging the time of the index value after [ 1st ] measurement initiation turning into below a predetermined value to be the time of hypnagogic.

[Claim 10]

The sleep phase judging approach according to claim 3 which compares the 2nd index value with the threshold set up beforehand, and is characterized by distinguishing a REM sleep phase and a non-REM sleep phase by the size.

[Claim 11]

The sleep phase judging approach according to claim 3 characterized by judging the depth of sleep of non-REM sleep in the combination of the size of the 1st index value and the threshold set up beforehand, and the size of the 3rd index value and the threshold set up beforehand.

[Claim 12]

The non-invasion sensor which is sleep phase judging equipment which judges the sleep phase of the test subject under sleep, and detects the biomedical signal arranged on the berth, A detection means to detect a heartbeat signal and a respiratory signal from the output of said non-invasion sensor, 1st index value operation means to calculate the index value which judges a sleep phase from the standard deviation of fluctuation of said respiration rate, 2nd index value operation means to calculate the index value which judges a sleep phase from fluctuation of said heart rate, Sleep phase judging equipment characterized by consisting of 3rd index value operation means to calculate the index value of a sleep phase from the power spectrum density which performed and obtained the Fourier transform to the R-R interval signal detected from said heartbeat signal.

[Claim 13]

Said non-invasion sensor is sleep phase judging equipment according to claim 12 characterized by detecting a biomedical signal from the pressure variation signal in the tube which consisted of a fine differential pressure sensor which detects the pressure variation in a tube and a tube, and was detected by the fine differential pressure sensor.

[Claim 14]

Said 1st index value is sleep phase judging equipment according to claim 12 characterized by being the value which carried out moving-average processing, and which was calculated from the data of the standard deviation which asks for a standard deviation and continues from the data with which a respiration rate continues.

[Claim 15]

The 2nd index value is sleep phase judging equipment according to claim 12 characterized by removing a high frequency component and removing a low-frequency component by subtracting the moving average deviation over the long period of time of a heart rate from a heart rate signal by calculating the moving average deviation over the short period of a heart rate.

[Claim 16]

The 3rd index value is sleep phase judging equipment according to claim 12 characterized by removing a high frequency component and removing a low-frequency component by subtracting the moving average deviation over the long period of time of said signal further by calculating the moving average deviation over the short period of the signal of the ratio of the maximal value (LF) in the band of 0.05-0.15Hz of the abbreviation for the power spectrum density of a heartbeat signal, and the maximal value (HF) in the band of 0.2-0.4Hz of abbreviation.

---

[Translation done.]



**\* NOTICES \***

**JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.**

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

---

**DETAILED DESCRIPTION**

---

**[Detailed Description of the Invention]**

**[0001]**

**[Field of the Invention]**

This invention relates to Nighttime and the method of judging a test subject's sleep phase by using a less invasion detection means for the depth of the sleep under sleep to a test subject's body especially about the judgment approach of a sleep phase.

**[0002]**

**[Description of the Prior Art]**

Although there are approaches, such as receiving a medical checkup periodically in a hospital as the approach of the individual health care, mental stress [ overlook / in many cases / and / in several months / by the medical checkup of about 1 time / abnormalities, such as a delicate change of the body, ] etc. is difficult to discover by a medical checkup, oral consultation, etc.

**[0003]**

In case it investigates about individual health condition, sleep is used as the barometer in many cases, and it is just going to be known well that sleep and health are related closely. The depth of sleep of health and Nighttime and its quality are closely connected with a temper of the next day or energy, on the other hand, when mental stress and condition are poor, change takes place to the transition pattern of the depth of sleep, or a sleep phase, and comfortable sleep is not obtained.

**[0004]**

After carrying out hypnagogic, a non-REM sleep phase and a REM sleep phase appear repeatedly at fixed spacing, but when having broken down condition, or when mental stress has started, it is known for healthy sleep that the rhythm will be confused. Therefore, by supervising the sleep phase and its generating pattern under sleep of Nighttime, it becomes possible to get to know the defect of a test subject's mental stress or condition.

**[0005]**

The approach using a sleep poly SOMUNO graph (PSG) as an approach of getting to know a certain sleep phase from the former is common. Although the activity of the cranial nerve system under sleep can be presumed from an electroencephalogram, surface myoelectric potential, eye movement, etc. and much information about sleep can be acquired, in order to measure by equipping a test subject's face and the body with many electrodes, the time for one week will be taken to be able to obtain natural sleep in the approach using PSG from several. Therefore, the physical and corporal burden given to a test subject is very big, and the costs which this takes also become a large sum further.

**[0006]**

For this reason, even if it can grow into an effective cure that that PSG has a somniphathy uses it for a clear patient etc., it is difficult to use it for the everyday health care.

**[0007]**

**[Problem(s) to be Solved by the Invention]**

Although it turns out that it is effective to get to know the condition of sleep and its quality in order to know a test subject's everyday health condition, the present condition is that there is now no detection equipment of the sleep phase which can be used easily [ the purpose of the individual health care ].

[0008]

Then, handling is easy for a test subject's body, without being non-invasion, namely, applying a corporal and mental burden to a test subject, and this invention aims at offering the approach and equipment which can judge the sleep phase of the daily still more nearly usable test subject in respect of a price and maintenance costs.

[0009]

[Means for Solving the Problem]

The sleep phase judging approach of this invention detects a respiratory signal and a heartbeat signal from the biomedical signal detected by the non-invasion sensor, makes one an index value at least among the heart rates extracted from the respiration rate and the heartbeat signal which were extracted from the respiratory signal, makes an index value further at least one of degree of dispersion of a respiration rate, and the degree of dispersion of a heart rate, and is characterized by to judge a sleep phase using these index values.

[0010]

The 2nd invention is the sleep phase judging approach of the 1st invention, and is characterized by making into an index value the value calculated from the power spectrum density for which it asked from the R-R interval signal of a heartbeat signal further.

[0011]

The 3rd invention is the sleep phase judging approach of the 2nd invention, and is characterized by judging a sleep phase from the 3rd index value calculated from the 1st index value calculated from the standard deviation of fluctuation of a respiration rate, the 2nd index value calculated from fluctuation of a heart rate, and the power spectrum density which performed and obtained the Fourier transform to the R-R interval signal detected from the heartbeat signal.

[0012]

The 4th invention is the sleep phase judging approach of the 3rd invention, and it is characterized by the 1st index value being a value which carried out moving-average processing and which was calculated from the data of the standard deviation which asks for a standard deviation and continues from the data with which a respiration rate continues.

[0013]

The 5th invention is the sleep phase judging approach of the 3rd invention, and is characterized by the 2nd index value being a value which removed the high frequency component by calculating the moving average deviation over the short period of a heart rate, and removed the low-frequency component by subtracting the moving average deviation over the long period of time of a heart rate from a heart rate signal.

[0014]

The 6th invention is the sleep phase judging approach of the 3rd invention, and is characterized by being the ratio of the maximal value (LF) in the band of 0.05-0.15Hz of the abbreviation for the power spectrum density of a heartbeat signal, and the maximal value (HF) in the band of 0.2-0.4Hz of abbreviation.

[0015]

The 7th invention is the sleep phase judging approach of the 6th invention, and is characterized by being the value of the signal which removed the high frequency component and the low-frequency component from the signal of the ratio of the maximal value (LF) in the band of 0.05-0.15Hz of the abbreviation for the power spectrum density of a heartbeat signal, and the maximal value (HF) in the band of 0.2-0.4Hz of abbreviation.

[0016]

The 8th invention is the sleep phase judging approach of the 6th invention, and is characterized by removing a high frequency component and removing a low-frequency component by subtracting the moving average deviation over the long period of time of said signal further by calculating the moving average deviation over the short period of the signal of the ratio of the maximal value (LF) in the band of 0.05-0.15Hz of the abbreviation for the power spectrum density of a heartbeat signal, and the maximal value (HF) in the band of 0.2-0.4Hz of abbreviation.

[0017]

The 9th invention is the sleep phase judging approach of the 3rd invention, and is characterized by

judging the time of the index value after [ 1st ] measurement initiation turning into below a predetermined value to be the time of hypnagogic.

[0018]

The 10th invention is the sleep phase judging approach of the 3rd invention, compares the 2nd index value with the threshold set up beforehand, and is characterized by distinguishing a REM sleep phase and a non-REM sleep phase by the size.

[0019]

The 11th invention is the sleep phase judging approach of the 3rd invention, is the combination of the size of the 1st index value and the threshold set up beforehand, and the size of the 3rd index value and the threshold set up beforehand, and is characterized by judging the depth of sleep of non-REM sleep.

[0020]

The non-invasion sensor which the 12th invention is sleep phase judging equipment which judges the sleep phase of the test subject under sleep, and detects the biomedical signal arranged on the berth, A detection means to detect a heartbeat signal and a respiratory signal from the output of said non-invasion sensor, An index value operation means of 1 to calculate the index value which judges a sleep phase from the standard deviation of fluctuation of said respiration rate, It is characterized by consisting of 3rd index value operation means to calculate the index value of a sleep phase from the power spectrum density which performed and obtained the Fourier transform from fluctuation of said heart rate to the R-R interval signal detected from the 2nd index value operation means and said heartbeat signal which calculates the index value which judges a sleep phase.

[0021]

The 13th invention is sleep phase judging equipment of the 12th invention, and said non-invasion sensor consists of a fine differential pressure sensor which detects the pressure variation in a tube and a tube, and is characterized by detecting a biomedical signal from the pressure variation signal in the tube detected by the fine differential pressure sensor.

[0022]

The 14th invention is sleep phase judging equipment of the 12th invention, and said 1st index value is characterized by being the value which carried out moving-average processing and which was calculated from the data of the standard deviation which asks for a standard deviation and continues from the data with which a respiration rate continues.

[0023]

15th invention is characterized by being sleep phase judging equipment of the 12th invention, and for the 2nd index value removing a high frequency component by calculating the moving average deviation over the short period of a heart rate, and removing a low-frequency component by subtracting the moving average deviation over the long period of time of a heart rate from a heart rate signal.

[0024]

The 16th invention is sleep phase judging equipment of the 12th invention. The 3rd index value The maximal value in the band of 0.05-0.15Hz of the abbreviation for the power spectrum density of a heartbeat signal (LF), It is characterized by removing a high frequency component and removing a low-frequency component by subtracting the moving average deviation over the long period of time of said signal further by calculating the moving average deviation over the short period of the signal of a ratio with the maximal value (HF) in the band of 0.2-0.4Hz of abbreviation.

[0025]

[Embodiment of the Invention]

A gestalt is explained to operation of this invention with drawing at a detail.

Drawing 1 is the block diagram showing the flow which detects a biomedical signal by the non-invasion concerning the gestalt of operation of this invention, detects a respiration rate and a heart rate from this signal, searches for dispersion of a respiration rate, and dispersion of a heart rate further, and judges a sleep phase using these data.

[0026]

As shown in drawing 1, the non-invasion sensor 1 detects the detailed biomedical signal of the test subject under sleep, and in the respiratory signal detecting element 2 and the heartbeat signal

detecting element 7, a respiratory signal and a heartbeat signal are detected through a filter etc. from this biomedical signal.

[0027]

From a respiratory signal, a respiration rate is detected by the respiration rate detecting element 3, and an index value is calculated by the technique of comparing with the threshold set that an experiment is also in the index value operation part 4 using this value. Moreover, an index value is calculated by the technique of the dispersion operation part 5 which searches for dispersion in a respiration rate comparing with the threshold which calculates parameters, such as distribution or standard deviation, and is set that an experiment is also in the index value operation part 6 using this value.

[0028]

Like processing of a respiratory signal, by the heart rate detecting element 8, a heart rate is detected and an index value is calculated in the index value operation part 4 from a heartbeat signal. Moreover, by the dispersion operation part 10 which searches for dispersion in a respiration rate, parameters, such as distribution or standard deviation, are calculated and an index value is calculated in the index value operation part 11 using this value.

[0029]

Thus, one is made into an index value at least among a respiration rate and a heart rate among the calculated index values, at least one of dispersion in a respiration rate and the dispersion of a heart rate is further made into an index value, and a sleep phase is judged in the sleep phase judging section 12 using these index values.

[0030]

Drawing 2 shows the example which uses the index value which searched for the R-R interval signal detected from a heartbeat signal, and was further calculated from the power spectrum density, combining it as an index value of a sleep phase in the block diagram showing the flow which judges the sleep phase shown in drawing 1.

[0031]

The relation between the power spectrum density of an R-R interval signal and a sleep phase is explained here.

[0032]

Power spectrum density when dominance [ drawing 3 / the sympathetic nerve ] is shown, and drawing 4 shows power spectrum density when dominance [ the parasympathetic nerve ]. As for power spectrum density, the condition of the autonomic nervous system shows that a different modality is shown so that it may understand from now on.

[0033]

That is, the maximal value remarkable in the band (referred to as LF) of 0.05-0.15Hz of abbreviation and the band (referred to as HF) of 0.2-0.4Hz of abbreviation appears. When LF is a value with small HF in a big value, the sympathetic nerve is active, it is shown that it is at the stress time, and when [ that LF is small ] HF is large, it is shown that the parasympathetic nerve is active.

[0034]

Although a heart rate decreases during sleep, it is because the parasympathetic nerve activity from which the sympathetic nerve activity which becomes active [ this ] at the time of stress falls, and becomes active at the time of relaxation increases. That is, the value of HF and LF changes with conditions of sleep.

[0035]

That is, the value of HF and LF which searched for the R-R interval signal of a heartbeat signal, and were further calculated from the power spectrum density can be used as an index value for the judgment of a sleep phase.

[0036]

Drawing 5 is the block diagram showing the flow which judges the sleep phase of one operation gestalt of this invention, and shows the example which carries out a sleep phase using the index value calculated from dispersion of a heart rate and a respiration rate, and the power spectrum density of a heartbeat in this example. in addition, drawing 5 (b) was seen from [ of drawing 5 (a) ] the arrow head -- it is a sectional view a part.

[0037]

The pressure detection means 1 consists of fine differential pressure sensor 1a and pressure detection tube 1b, and is arranged on a berth 16. He is trying to take the large range on the bedding which can carry out pressure detection by turning up tube 1b several times, as shown in drawing 5.

[0038]

As shown in drawing 5, pressure detection tube 1b is arranged on the hard sheet 17 with which it was covered on the berth 16, and it is covered with the filler sheet 18 which has elasticity on it, and although not shown by a diagram, it is covered with bedding, such as bedding for a test subject to lie, on pressure detection tube 1b. In addition, pressure detection tube 1b is good also as structure which stabilizes the location of pressure detection tube 1b by making it the configuration included in the filler sheet 18 etc.

[0039]

Although fine differential pressure sensor 1a is a sensor which detects fluctuation of a minute pressure and uses the capacitor microphone type for low frequency in this example, it is not restricted to this and should just have suitable resolving power and a suitable dynamic range.

[0040]

The common microphone for sound is suitable for the capacitor microphone for low frequency used by this example for exchanging for not being considered to a low frequency field, raising the property of a low frequency field sharply by preparing a chamber behind a pressure receiving side, and detecting the minute pressure fluctuation in pressure detection tube 1b. Moreover, it is suitable to detect the minute pressure which is excellent in measuring minute differential pressure, has the resolving power of 0.2Pa, and about 50Pa dynamic range, and has one several times the engine performance of this as compared with the fine differential pressure sensor using the ceramic usually used, and the biomedical signal let pass to the body surface, and was applied to the pressure detection tube 12. Moreover, frequency characteristics show an almost flat output value among 0.1Hz - 10Hz, and are suitable for detecting a biomedical signal with very small heartbeat, respiration rate, etc.

[0041]

Pressure detection tube 1b uses what has moderate elasticity so that an internal pressure may be changed corresponding to the pressure fluctuation range of a biomedical signal. Moreover, in order to transmit pressure variation to fine differential pressure sensor 1a with a suitable speed of response, it is necessary to choose the volume of the centrum of a tube appropriately. When pressure detection tube 1b cannot be satisfied with coincidence of moderate elasticity and the centrum volume, it can load with the core wire of the suitable size for the centrum of pressure detection tube 1b covering the whole tube die length, and the volume of a centrum can be taken appropriately.

[0042]

The index value which uses a sleep phase for a judgment in this example detects a respiratory signal and a heartbeat signal from the signal detected with the pressure detection means 1, and the index values from the 1st for a sleep judging to the 3rd calculated as showed in the block diagram of drawing 5 are used for it.

[0043]

The 1st index value extracts a respiratory signal from the signal detected with the pressure detection means 1 in the respiratory signal detecting element 2, generates the standard deviation signal of a respiration rate by calculating the standard deviation in a fixed number of sampling values of a respiration rate every moment in the standard deviation signal operation part 5 further, and calculates and searches for it in the first-digit label value operation part 6 based on this signal.

[0044]

The 2nd index value is calculated in the second-digit label value operation part 7 with the heart rate signal which detected the heartbeat signal in the heart rate detecting element 8 from the signal detected with the pressure detection means 1, and was subsequently detected from the heartbeat signal, and is calculated.

[0045]

The 3rd index value detects an R-R interval signal in the R-R interval signal detecting element 13 from the heartbeat signal detected by the heart rate detecting element 8, calculates the power

spectrum density of an R-R interval signal with the power spectrum density operation means 14 further, and calculates and asks for it by the 3rd index value operation part 15 from the power spectrum density of this signal.

[0046]

Heartbeat signal intensity is the signal which makes a variable wave-like (R wave) spacing of the neighborhood used as a peak, and an above-mentioned R-R interval signal is often used for heartbeat fluctuation analysis. The R-R interval signal detected in the R-R interval signal detecting element 13 from the heartbeat signal taken out by the heartbeat signal detecting element 7 is sent to the power spectrum density operation means 14.

[0047]

With the power spectrum density operation means 14, the Fourier transform is performed about the data of the continuous fixed number sent from the R-R interval signal detection means 13, and power spectrum density is drawn. Subsequently, the 3rd index value is calculated by the 3rd index value operation part 15.

[0048]

Drawing 6 is the flow Fig. showing the procedure of calculating the 1st index value in the 1st index value operation part 4. First, the sampling of 500 points is carried out for the standard deviation called for by the standard deviation operation part 6 of a respiration rate by time series, and it asks for the moving average. Subsequently, it considers as the 1st index value by making so-called size binary from a predetermined threshold, using "1" and so-called smallness as "0."

[0049]

Drawing 7 is the flow Fig. showing the procedure of calculating the 2nd index value in the 2nd index value operation part 9. The sampling of 500 points is carried out for a heart rate signal by time series, and it asks for the moving average. Thereby, a high frequency component is removed. Moreover, the sampling of 6000 points is carried out for the same heart rate signal by time series, it asks for the moving average, and a difference with the 500-point moving average is taken. The external waviness component of low frequency is removable now. Let this result be the 2nd index value by making so-called size binary from a predetermined threshold, using "1" and so-called smallness as "0."

[0050]

Drawing 8 is the flow Fig. showing the procedure of calculating the 2nd index value in the 3rd index value operation part 15. The maximal value (LF) in the band of 0.05-0.15Hz of the abbreviation for the power spectrum density of a heartbeat signal and the maximal value (HF) in the band of 0.2-0.4Hz of abbreviation are detected from the output signal of the power spectrum density operation part 14, and, subsequently the opposite numeric value (NLOG value) of the ratio of the two maximal value is calculated.

[0051]

The sampling of 1000 points is carried out for an above-mentioned NLOG value by time series, and it asks for the moving average. Thereby, a high frequency component is removed. Moreover, the sampling of 6000 points is carried out for the same NLOG value by time series, it asks for the moving average, and a difference with the 1000-point moving average is taken. The external waviness component of low frequency is removable now. Let this result be the 3rd index value by making so-called size binary from a predetermined threshold, using "1" and so-called smallness as "0."

[0052]

It is the graph which recorded the sleep phase taken out based on the result measured as drawing 9 (a) is also for PSG, and drawing 9 (b) is the graph which recorded the signal (SDNB-move signal) in which the standard deviation signal of the respiration rate shown by drawing 6 measured to coincidence about the same test subject carried out moving-average processing. The 1st index value is acquired by performing binary-ized processing to this SDNB-move signal.

[0053]

It is the thing graph which put in order and recorded the signal (NHN-diff signal) which took the difference of two kinds of moving averages of the heartbeat signal shown in drawing 7 measured to coincidence about the same test subject as the sleep phase taken out based on the result measured as drawing 10 is also for PSG. The 2nd index value is acquired by making this NHN-diff signal binary.

[0054]

It is the thing graph which put in order and recorded the signal (NLOG-diff signal) which took the difference of two kinds of moving averages of the NLOG value shown in drawing 8 measured to coincidence about the same test subject as the sleep phase taken out based on the result measured as drawing 11 is also for PSG. The 3rd index value is acquired by making this NLOG-diff signal binary.

[0055]

The sleep phase taken out from each above-mentioned graph based on the result measured as PSG is also was compared with the transition condition of each above-mentioned signal, and the criterion of a sleep phase was acquired from the value of the threshold which makes each signal as shown below binary, and the index value which was acquired as a result and which was made binary by analyzing correlation further.

[0056]

The judgment of a sleep phase is judged in the next Ruhr using the index values from the 1st to the 3rd.

1) The judgment at the time of hypnagogic is taken as the time of an after [ measurement initiation ] first-digit label value being set to "0."

2) When the 2nd index value is "1", judge with "REM sleep", and in the case of "0", judge with "non-REM sleep."

3) Judge distinction of a shallow sleep phase (a non-REM sleep phase (the 1st and the 2nd step)) and a deep sleep phase (a non-REM sleep phase (the 3rd and the 4th step)) based on the table shown below by non-REM sleep.

[0057]

[Table 1]

睡眠段階判定ロジック

第 2 指標値	第 1 指標値	第 3 指標値	判定
1	1	1	レム睡眠
1	1	0	
1	0	1	
1	0	0	
0	1	1	ノンレム睡眠
0	1	0	浅い (第 1、第 2)
0	0	1	ノンレム睡眠
0	0	0	深い (第 3、第 4)

[0058]

After getting to know that the procedure of judging by following the above-mentioned Ruhr checked and carried out hypnagogic [ of the 1st index value having become "0" ] first, it judges whether it is a REM sleep phase or it is non-REM sleep from the value of the 2nd index value. Subsequently, when the 2nd index value is judged to be "0", i.e., non-REM sleep, the sounding of a sleep phase is judged from the above-mentioned table with the combination of the value of the 1st index value and the 3rd index value.

[0059]

Together with the sleep phase taken out using PSG about the result of having actually judged the sleep phase, by this example, it is shown in drawing 12 . According to this result, as compared with

the judgment of recovery, REM sleep, and non-REM sleep, and the sleep phase by PSG, the rate of concordance was 77 - 87%.

[0060]

Although it was because moving-average processing is carried out in this example removing the high frequency component and low-frequency component of a signal, it may not restrict to this and you may process using the means of a filter etc.

[0061]

Moreover, although the index value is made binary in order to judge easily, you may judge by the comparison of size with a threshold.

[0062]

Moreover, in this example, what is necessary is just a detection means by which it does not restrict to this although it takes with a tube and the method of detecting pressure fluctuation combining a pressure sensor as a means to detect a test subject's biomedical signal by non-invasion, and the biomedical signal by an electrode etc. can be detected.

[0063]

[Effect of the Invention]

Although it turns out that it is effective to get to know the condition of sleep and its quality in order to know a test subject's everyday health condition, the present condition is that there are now no judgment approach of a sleep phase and judgment equipment which can be used easily [ the purpose of the individual health care ].

[0064]

Since the sleep phase judging approach and the judgment equipment of this invention do not need to detect a heartbeat signal and a respiratory signal using a-less invasion detection means, do not need to judge a test subject's sleep phase by carrying out data processing of the output of this heartbeat signal and a respiratory signal and do not need to equip a test subject with the electrode for measurement etc., they become possible [ using it daily ], without applying a physical and mental burden to a test subject.

[0065]

Moreover, it is thought that it also becomes the index of the sleep phase at the time of sleep since the power spectrum density for which it asked from the R-R interval signal which the respiration rate signal and the heartbeat signal were closely connected with the condition of sleep, and was further detected from the heartbeat signal is a good index which shows the condition of an autonomic nerve. Therefore, the sleep phase judging approach of this invention of judging a sleep phase is equipped with high dependability from the activity of the respiratory signal at the time of sleep, a heartbeat signal, and an autonomic nerve.

[0066]

Moreover, the costs which the costs and maintenance concerning the configuration of this equipment take can offer cheap and suitable sleep phase judging equipment to use it daily.

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1] It is the block diagram showing the flow which detects a biomedical signal by the non-invasion concerning the gestalt of operation of this invention, and judges a sleep phase using this detecting signal.

[Drawing 2] It is the block diagram showing the gestalt of the operation which applied the index value calculated from power spectrum density in the block diagram of drawing 1 .

[Drawing 3] It is the explanatory view showing power spectrum density when dominance [ the sympathetic nerve ].

[Drawing 4] It is the explanatory view showing power spectrum density when dominance [ the parasympathetic nerve ].

[Drawing 5] It is the block diagram showing the gestalt of the operation which judges a sleep phase with the index value calculated from dispersion, the heart rate, and power spectrum density of a respiration rate to an index value.

[Drawing 6] It is the flow Fig. showing the procedure of calculating the 1st index value in first-digit label value operation part.

[Drawing 7] It is the flow Fig. showing the procedure of calculating the 2nd index value in second-



digit label value operation part.

[Drawing 8] It is the flow Fig. showing the procedure of calculating the 3rd index value in third finger label value operation part.

[Drawing 9] It is the graph which shows the output of a first-digit label value.

[Drawing 10] It is the graph which shows the output of a second-digit label value.

[Drawing 11] It is the graph which shows the output of a third finger label value.

[Drawing 12] It is the graph which shows a sleep phase judging result.

[Description of Notations]

1 Non-Invasion Sensor (Pressure Detection Means)

1a Fine differential pressure sensor

1b Pressure detection means

2 Respiratory Signal Detecting Element

3 Respiration Rate Detecting Element

4 Index Value Operation Part

5 Dispersion (Standard Deviation) Operation Part

6 1st Index Value Operation Part

7 Heartbeat Signal Detecting Element

8 Heart Rate Detecting Element

9 2nd Index Value Operation Part

10 Dispersion (Standard Deviation) Operation Part

11 Index Value Operation Part

12 Sleep Phase Judging Section

13 R-R Interval Signal Detecting Element

14 Power Spectrum Density Operation Part

15 3rd Index Value Operation Part

16 Berth

17 Hard Sheet

18 Filler Sheet

---

[Translation done.]

\* NOTICES \*

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

---

DESCRIPTION OF DRAWINGS

---

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1] It is the block diagram showing the flow which detects a biomedical signal by the non-invasion concerning the gestalt of operation of this invention, and judges a sleep phase using this detecting signal.

[Drawing 2] It is the block diagram showing the gestalt of the operation which applied the index value calculated from power spectrum density in the block diagram of drawing 1 .

[Drawing 3] It is the explanatory view showing power spectrum density when dominance [ the sympathetic nerve ].

[Drawing 4] It is the explanatory view showing power spectrum density when dominance [ the parasympathetic nerve ].

[Drawing 5] It is the block diagram showing the gestalt of the operation which judges a sleep phase with the index value calculated from dispersion, the heart rate, and power spectrum density of a respiration rate to an index value.

[Drawing 6] It is the flow Fig. showing the procedure of calculating the 1st index value in first-digit label value operation part.

[Drawing 7] It is the flow Fig. showing the procedure of calculating the 2nd index value in second-digit label value operation part.

[Drawing 8] It is the flow Fig. showing the procedure of calculating the 3rd index value in third finger label value operation part.

[Drawing 9] It is the graph which shows the output of a first-digit label value.

[Drawing 10] It is the graph which shows the output of a second-digit label value.

[Drawing 11] It is the graph which shows the output of a third finger label value.

[Drawing 12] It is the graph which shows a sleep phase judging result.

[Description of Notations]

1 Non-Invasion Sensor

---

[Translation done.]

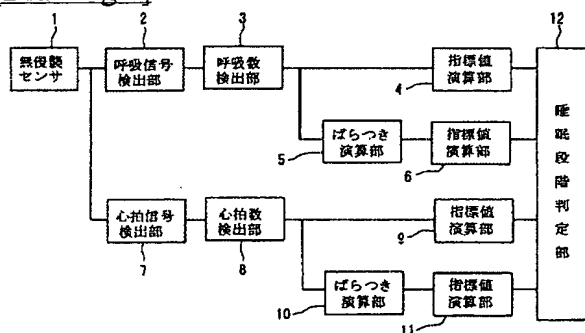
## \* NOTICES \*

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

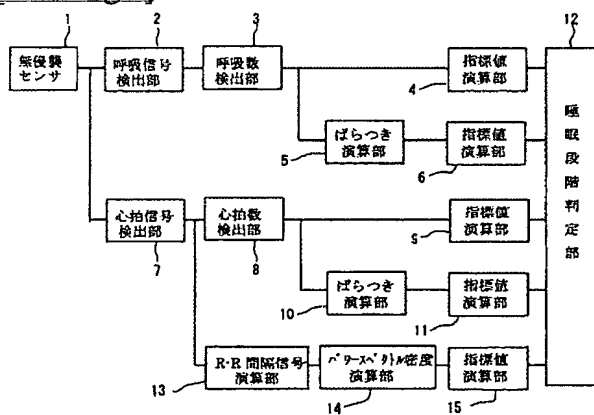
- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.\*\*\*\* shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

## DRAWINGS

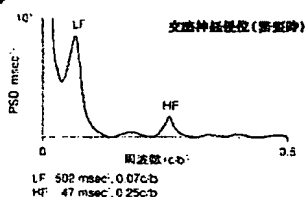
[Drawing 1]



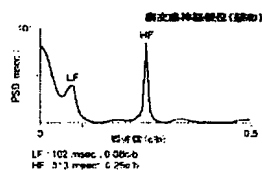
[Drawing 2]



[Drawing 3]

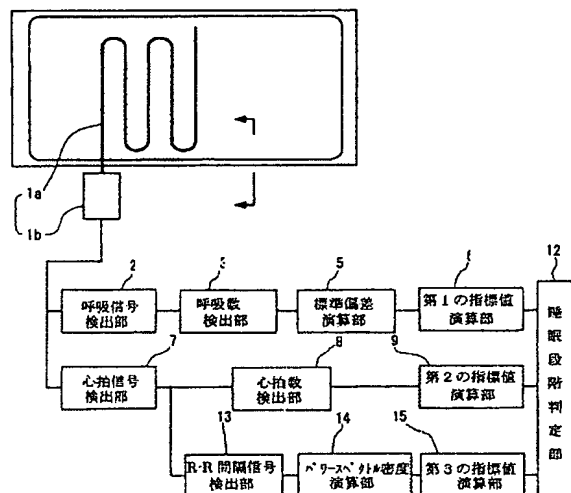


[Drawing 4]

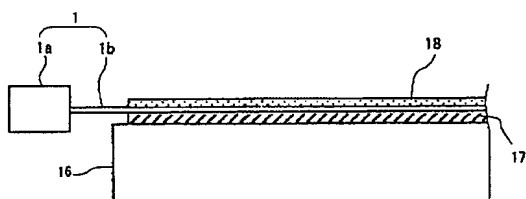


[Drawing 5]

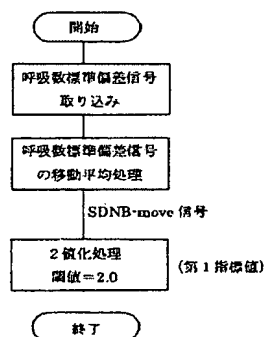
(a)



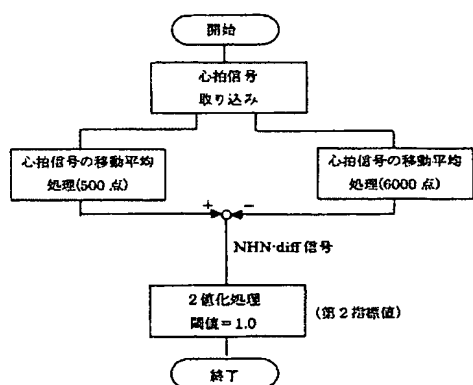
(b)



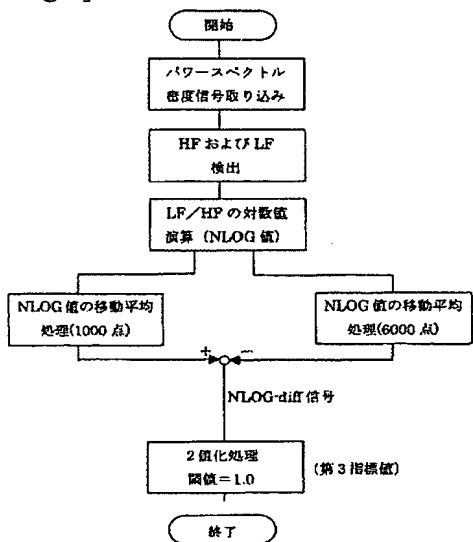
[Drawing 6]



[Drawing 7]



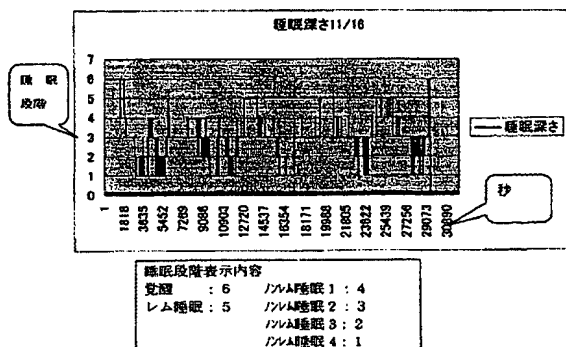
[Drawing 8]



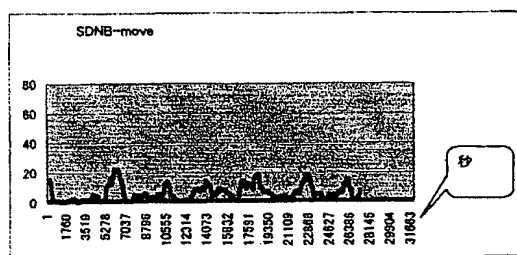
[Drawing 9]

(第1の指標値のグラフ)

(a) 睡眠段階記録グラフ

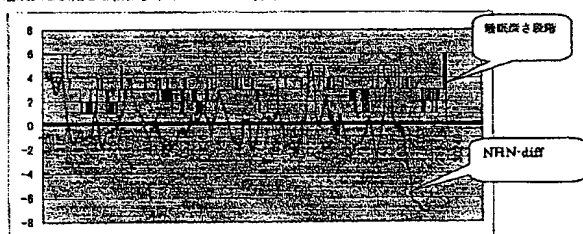


(b) 呼吸数の標準偏差 (SDNB) のグラフです。

[Drawing 10]

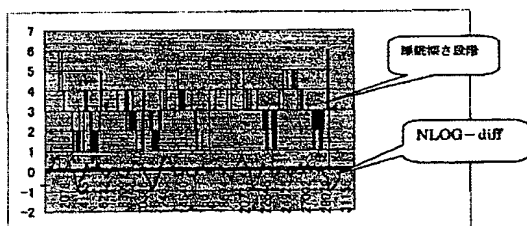
(第2の指標値のグラフ)

睡眠段階と心拍数移動平均低周波成分と高周波成分との差のグラフ (NHN) です。

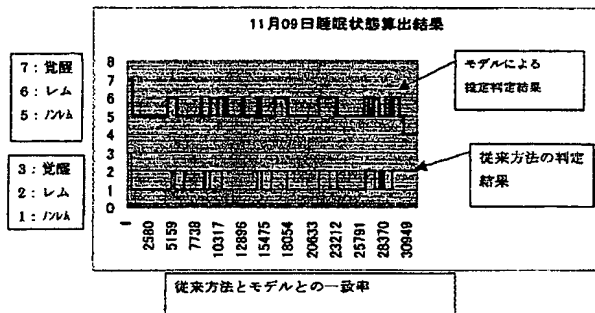
[Drawing 11]

(第2の指標値のグラフ)

睡眠段階とNLOG値の低周波成分と高周波成分との差グラフです。

[Drawing 12]

(モデルと従来方法との比較のグラフ)



[Translation done.]

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record.**

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☒ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☒ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☒ **OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**